

**This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- **BLACK BORDERS**
- **TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- **FADED TEXT**
- **ILLEGIBLE TEXT**
- **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- **COLORED PHOTOS**
- **BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS**
- **GRAY SCALE DOCUMENTS**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

⑫ 特許公報(B2)

平2-48252

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭公告 平成2年(1990)10月24日

A 61 B 5/11

7831-4C

A 61 B 5/10

310 A

発明の数 1 (全9頁)

⑮発明の名称 ベット上の被験者の体の動きを監視する装置

審判 平1-11412

⑯特願 昭55-32116

⑰公開 昭55-160539

⑱出願 昭55(1980)3月13日

⑲昭55(1980)12月13日

優先権主張

⑳1979年3月13日㉑フィンランド(F1)㉒790847

㉓1979年11月27日㉔フィンランド(F1)㉕793713

⑳発明者 ユツカ・アリハンカ フィンランド国20660リットイネン・リエト(番地なし)
 ㉑発明者 カールレ・ヴァートル フィンランド国20310トゥルク31レニングラードカトウ11
 ㉒発明者 ステイグ・エイリク・ フィンランド国20720トゥルク72ラクウンナンテイエ13
 ビヨルクヴィスト
 ㉓出願人 インストルメンタリウ フィンランド国00510 ヘルシンキ 51, エリマーエンカ
 ム・オサケイーテイエ トウ 22-24
 ー

㉔代理人 弁理士 湯浅 恭三 外2名

審判の合議体 審判長 白 樫 栄一 審判官 村井 誠次 審判官 杉 山 猛

㉕参考文献 特開 昭49-65092(JP, A) 実開 昭50-65465(JP, U)

実公 昭53-30873(JP, Y2)

1

㉖特許請求の範囲

1 ベット上の被験者のてんかんのけいれん発作、ふるえ、呼吸、心臓の動き、またはその他の体の動きを、被験者に検知手段を直接付けることなしに監視する装置において、

ベット内に取り付けられた活性層及び感知電極と；

該感知電極に接続された増幅器と；

増幅器に接続された監視手段と；

を備え、上記活性層が少なくとも2つの相互に接触する異なる誘電率を有する層部材からなり、当該活性層に加えられる力によつて両層部材間の接触面が相互に相対的に動くことにより、それらの接触面における電荷の分布が変化するようになされており、上記感知電極が上記電荷の変化を感知して、電気信号を上記増幅器に伝達し、伝達された信号が監視手段に伝達されて、視覚的、音響的、若しくは機械的信号に変換されるようにした

2

ことを特徴とするベット上の被験者の体の動きを監視するための装置。

2 上記感知電極が、ベットのマットレスの下に設置され、2つの相互に離された導電性部材から構成されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の装置。

3 上記導電性部材がプレートとされている特許請求の範囲第2項に記載の装置。

4 上記導電性部材がネットとされている特許請求の範囲第2項に記載の装置。

5 上記導電性部材がロッドとされている特許請求の範囲第2項に記載の装置。

6 上記導電性部材が、絶縁性層の両側面に取り付けられた金属性フィルムとされている特許請求の範囲第2項に記載の装置。

7 上記活性層及び感知電極が弾性的なものとされ、折り曲げ、若しくは、巻きあげが可能とされている特許請求の範囲第2項に記載の装置。

8 上記活性層及び感知電極が相互に重ねられて記録マットレスを構成している特許請求の範囲第1項に記載の装置。

9 記録マットレスが、保護シールド内に収納されており、該シールドの内面が電氣的絶縁材料で作られており、外面が導電性材料で作られており、上記保護シールドが上記増幅器の接地端子に接続されている特許請求の範囲第8項に記載の装置。

10 上記活性層が、弾性の絶縁層部材から構成されており、上記感知電極が2つの導電性プレートから構成されており、上記活性層が上記感知電極の一方のプレートと上記保護シールドとの間に設定されてコンデンサを構成していることを特徴としている特許請求の範囲第9項に記載の装置。

11 上記活性層の一方の層部材が、空気が充填されており他方の層部材に当接している小胞を多数有している部材から構成されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の装置。

発明の詳細な説明

技術分野

本発明は、例えばベッド上の患者などの被験者のてんかん性けいれん、ふるえ、呼吸、心臓の動きなどを監視するための装置に関する。

技術的背景

本発明に関係する技術に関しては、フィンランド国特許第55113号を参照されたい。この特許に係る発明では、患者に電極を取付けて、患者の生じる生体電流に関係する種々のデータに関して観察することが出来るようにしている。しかし、この特許発明では、上記の如く電極を患者に取付けねばならず、これが外れると適正な作動は行われず、また、患者に電極を取付けることによる心理的ストレスを起こすなどの不都合がある。また、患者の脈拍を測定する種々の装置も開発されているが、その装置も、電極を人体に付けなければならず、上記特許発明と同様の問題を有している。

更に、従来技術では、心弾動計により振動の鼓動により生じた体の反跳運動を記録することが知られているが、この装置を用いるには、良くバランスのとれたベッドと振動のない部屋とを用意する必要があり、費用がかかり、従って、これを臨床的用途に広く応用することは困難であつた。

発明の目的

本発明は、このような点に鑑み、電極を患者などの被験者に付けることなしに、被験者のけいれん、呼吸、心臓の動きなどを監視することが出来る装置を提供することを目的とするものである。

発明の構成

すなわち、本発明に係る装置は、ベッド上の被験者のてんかんのけいれん発作、ふるえ、呼吸、心臓の動き、またはその他の動きを、被験者に検知手段を直接付けることなしに監視する装置であつて、被験者をのせるベッドに取付られた活性層及び感知電極と、感知電極に接続された増幅器と、増幅器に接続された監視手段とを備え、上記活性層が少なくとも2つの相互に接触する異なる誘電率を有する層部材からなり、当該活性層に加えられる力によつて両層部材間の接触面が相互に相対的に動くことにより、それらの層部材間の接触面における電荷の分布が変化するようになされており、感知電極が上記電荷の変化を感知して、電気信号を上記増幅器に伝達し、伝達された信号が監視手段に伝達されて、視覚的、音響的、若しくは機械的信号に変換されるようにしたことを特徴とする。

発明の作用及び効果

本発明に係る装置は、以上の如き構成を有するものであり、被験者は本発明に係る装置を設定したベッドの上に寝るだけでよく、同被験者には、電極など、当該装置の部品を直接体に付けられることなしに、所要の監視作用が行われる。すなわち、ベッド上の被験者の心臓の鼓動や呼吸による動き、または、てんかんなどの動きは上記活性層に伝えられ、活性層を構成する層部材相互の相対的位置の微少な変化を生じ、それにより、それら層部材の接触面における電荷分布の変化を生じ、それに対応した信号を感知電極が監視手段に伝達し、所要の監視が行われるのである。監視手段に伝達される信号は人体の種々の動きにより起こされるものであり、所要の監視目的に応じて、所要帯域のフィルタリングをかけて、必要とする動きの信号を取り出すこともできる。

以上から分かるように、本発明においては、人体の動きの監視作業を行うのに、人体に電極をつける必要がないので、上述の従来技術の欠点を回避することが出来る。

実施例

以下、本発明を添付図面に示した実施例に基づき詳細に説明する。

第1図には、記録マットレス11と、その上の(好ましくは)発泡プラスチック製マットレス28とを備えたベッド10上に仰臥した患者または診察を受ける人Pが示してある。記録マットレス11は同じ寸法と形状の2枚の金属板状の感知電極12a, 12bまたはアンテナとして作用する同様な金属網、桿、または格子を備えている。感知電極12a, 12b間には絶縁板13'がはさまれ、この絶縁板13'は、感知電極12a, 12b間の絶縁材として作用し、また当該感知電極12a, 12bが絶縁板13'の表面に取り付けた比較的薄いフィルムの型式にできるよう機械的支持体としても作用する。

金属板すなわち感知電極12a, 12bは絶縁導線14により前置増幅器17に接続され、この増幅器は入力インピーダンスが高いことを特徴とするECG技術で使用されている種類の従来の差動増幅器とすることができる。第1図に示すように、増幅器17は絶縁ケーブルによつて監視・記録装置に接続されている。

感知電極のすぐ上には活性層(active layer)29が設けられている。該活性層は、誘電率の異なる2枚の絶縁部材からなる層部材29a, 29bから構成されている。適当な材料としては、プラスチックがある。図示のように層部材は、相互に接触されており、その接触面は接触を保った状態で相互に相対的に動くことが出来る。層部材29aの接触面は、空気で充填されている多数の小胞を有しており、層部材29bの接触面に対して動きやすくするための「減摩擦エレメント」を構成している。

ベッド上にいる被験者の体が動くと、活性層に力が伝達され、その層部材の接触面間に相対的な変位が生じ、それにより当該活性層内の電荷分布の変化を生じ、これをアンテナが感知する。

活性層29と感知電極12とは、増幅器17の接地側端子に接続されている導電性で可撓性の材料で作ったシールド30に差し込まれている。実際には、シールド30は外側が金属化されているプラスチック・フィルムの袋で作ることができる。感知電極もまた両面に金属フィルム12a,

12bが設けてあるプラスチックフィルム13で作れるので、記録マットレスは薄く折たたみできる。

前記した記録マットレスの作用モードは次のとおりである。患者の身体の動きは発泡プラスチックのマットレス28を介して活性層29に伝達され、この活性層29ではその異なる誘電率の絶縁材29a, 29bがその接触点が変わるように互いに相対的に運動せしめられる。このようにすると、絶縁材29a, 29bに異なる符号の表面電荷が生じる結果となること良く知られている。これら表面電荷は電氣的ダイポール(または双極子)を構成し、このダイポールの電界は感知電極に伝達され、この感知電極により得られた信号は増幅器により記録される。記録された信号はダイポールの配向と数、従つてまたその電界が患者の動きにより変わるので患者の動きに一致する。他方、シールド30の金属面とアンテナ板12a, 12bとはそれらの間にコンデンサを形成し、また活性層29が弾性材から成るので、活性層の両側の金属板からなるコンデンサのキャパシタンス(静電容量)が変化すると、これらコンデンサの電圧が変化する。

以上のことに基づいて、本発明の記録マットレスは次のような構造にもできる(第1B図)。

感知電極12a, 12bはそれらの上に活性層29が位置するように配置され、これら感知電極と活性層とは、内部が絶縁性で導電性物質で被覆されている連続状シールド30内に入れられる。このようにして得られた構造体は次のようにして作用する。

前記したように感知電極は2つの互いに絶縁された導電性金属板すなわち感知電極12a, 12bで構成され、これら金属板は共働してコンデンサCを形成する。その際に導電性シールド30は金属板12bと共働してコンデンサC₂を形成し、また金属板12aと共働してコンデンサC₁を形成する。コンデンサC₁, C₂は互いに容量が異なり、また前記した構造によりコンデンサC₂はコンデンサC₁より容量が大きい。このような構造体上に発泡プラスチック28が位置され、この発泡プラスチック28上に患者Pが寝る。患者の動きは発泡プラスチック28を経てその下の構造体に伝達され、従つて、先づ、絶縁層29が弾性の

大なる材料で構成されているのでコンデンサ C_1 の容量は変化する。更にまた、患者の動きは活性層に静電荷を生じまた電荷を局部的に変化させる。

第1Bの場合には、コンデンサ C_1 には外部の電圧源により充電でき、または活性層29に対して電荷が恒久的にかえられる物質を使用することができる。

以上述べた要因により、コンデンサ C_1 の電圧が第1に変化し、これら電圧の変化は感知電極とそれにより形成されたコンデンサ C とに伝達される。

以上述べた構造により、特に以下の利点を得られる。

感知電極として作用し増幅器の入力端子に結合されるようになる感知電極12a, 12bは外部の干渉電界に関して対称的であるが、活性層29に生じる電荷の変化については非対称的である。シールド30は、外部の干渉電界に対するシールドとして作用するとともに、動きにより生じた電荷の変化を感知電極12に伝達する。シールド30は増幅器17の接地端子すなわち電位「保護」端子に接続される。

第2図には本発明の装置を応用した病院の監視および制御系統が示してある。この系統は患者室20を含み、この室には前記した感知電極が設けてあるベッド10a, 10b, 10c等が置いてあり、これら感知電極はケーブルにより増幅器17a, 17b, 17c等に接続され、これら感知電極は次いで遮蔽されたケーブル18a, 18b, 18cにより監視・記録装置19に接続されている。患者室20を制御室27からはるか遠方にあることがしばしば避けられないので、これら室間に特殊な電氣的伝達系統を使用する必要がある、この系統には変調、たとえば、タイムシェアリング原理が使用される。このような系統はそれ自体当業界に知られ、従つてその詳細な説明は省略する。第2図にはこの系統に属する装置、すなわち、ライン・ドライバ、乗算器22とラインレシーバ23とが示してある。

レシーバ23から得た信号は特に50ヘルツのタンク回路と可調節の帯域とを有する信号処理手段24に導かれ、可調節の帯域はそれぞれ特定の用途に選択され、たとえば、呼吸監視には帯域は

0.2ないし3ヘルツで、夜間における動きのピックアップには0.5ないし10ヘルツである。信号処理回路24を通過後、信号は監視装置か記録器25に搬送され、これら監視装置と記録器とは共に当業界に知られている装置である。監視装置には、オシロスコープ、たとえば、ECG記録器の如き従来技術の記録器を使用できる。監視器25には警報装置26が接続され、この警報装置は、たとえば、患者の呼吸または心臓の動きが完全に停止するかまたはこの動きが通常とはいちじるしく相違している場合に警報を発する。

第2図には、本発明に係る方法により記録された3種の信号が示してある。記録aは、フィルタのかけていない信号であり、記録bは、例えば、0.2ないし3ヘルツの範囲の低周波数帯域を有するフィルタを通した後の同じ信号を表し、呼吸運動により生じた波動が重点的に記録されている。記録cは、心弾動図を表す。

第3C図に表された心弾動図において、一定レベルLが定められており、このレベル以下になると計数が行われて、心拍数の測定が行われ、この計数値が所定の値以下になると、警報装置26がトリガされるようにすることが出来る。

第4図には、従来技術のECG装置によつて得られた心電図aと、同じ対象を本発明に係る装置により測定した記録図bとが示されている。

第5図には患者Pの種々の動きにより生じたいくつかの記録が再製されている。記録aは完全に動きのない状態を表し、この記録に見られる周期的変動は患者の心拍数と呼吸とを反映する。記録a₁は記録aを拡大して示すものである。

記録bは人さし指により生じた記録である。記録cは手首の動きにより生じた記録、記録dは足首の動きにより生じた記録、eは頭の動きにより生じた記録、fは患者が身体の向きを変えた時に生じた記録、gは全部の指の動きにより生じた記録、hは肩の動きにより生じた記録、iはひざの動きにより生じた記録、jは筋収縮により生じた記録、kは会話により生じた記録である。

40 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る装置の立面略図、第1A図は第1図のA-A線に沿ひ切断して示した断面部分拡大図、第1B図は本発明の装置の容量結合を示す図、第2図は本発明の装置を応用する監視

9

10

一制御系統の一具体例のブロック図、第3図は記録aが本発明の装置により記録された未ろ波の信号を示し、記録bが呼吸の動きにより生じた信号を示し、記録cが心弾動図を示しており、第4図は記録aが従来のECG装置により得られた記録を示し、記録bは同じ対象に対して本発明に係る装置により得られた記録を示しており、第5図は、11種の動きを本発明に係る装置により記録した記

録図を示している。

10 a, 10 b, 10 c……ベッド、11……記録マットレス、12……感知電極、14……絶縁導線、17 a, 17 b, 17 c……増幅器、19……記録-監視装置、24……信号処理回路、25……監視器、26……警報装置、28……発泡プラスチックのマットレス、29……活性層、30……シールド、C……コンデンサ。

Fig. 1 A

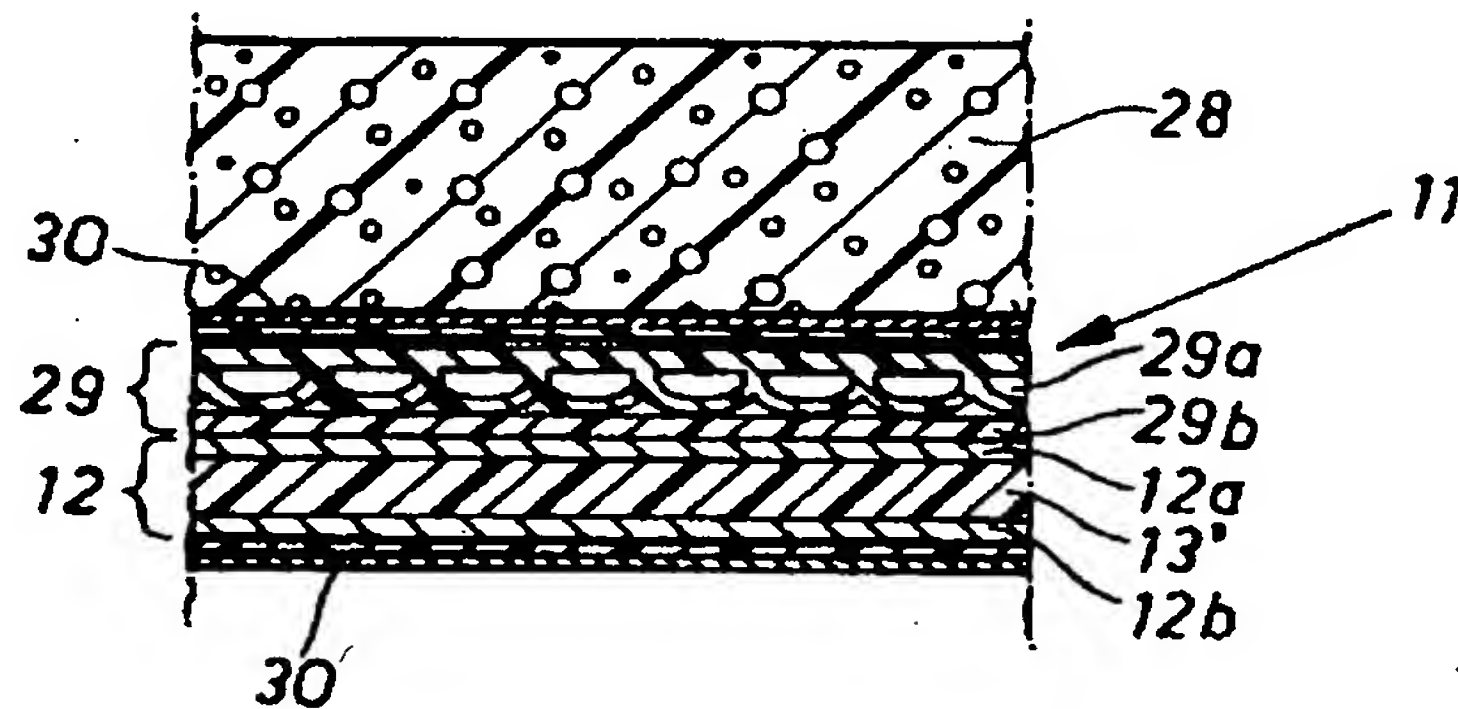


Fig. 1 B

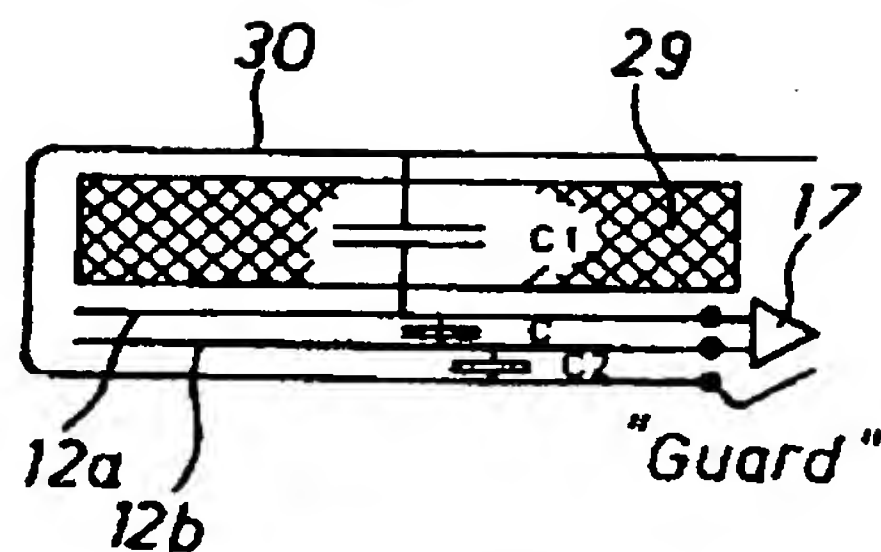


Fig. 4

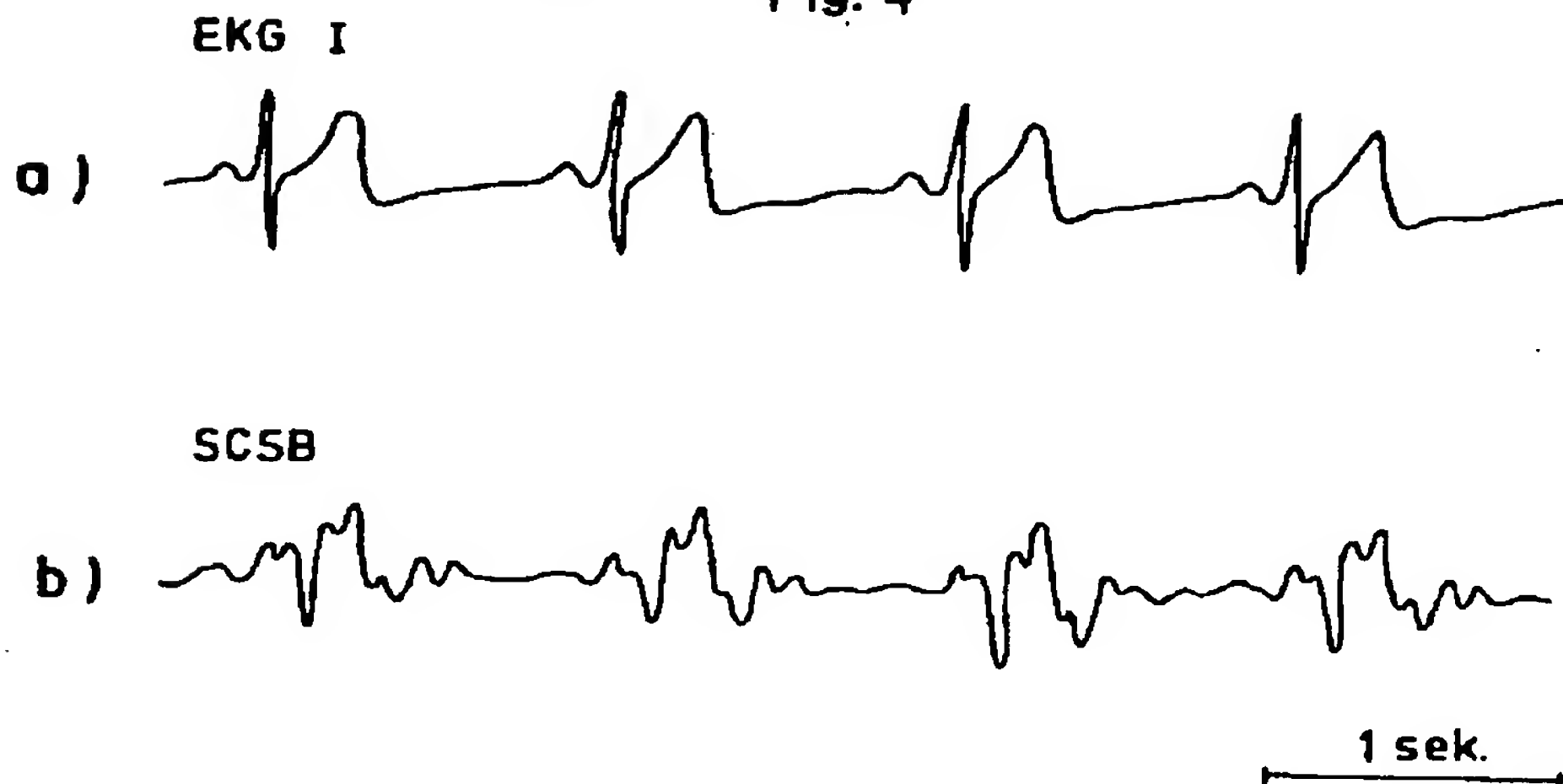


Fig. 1

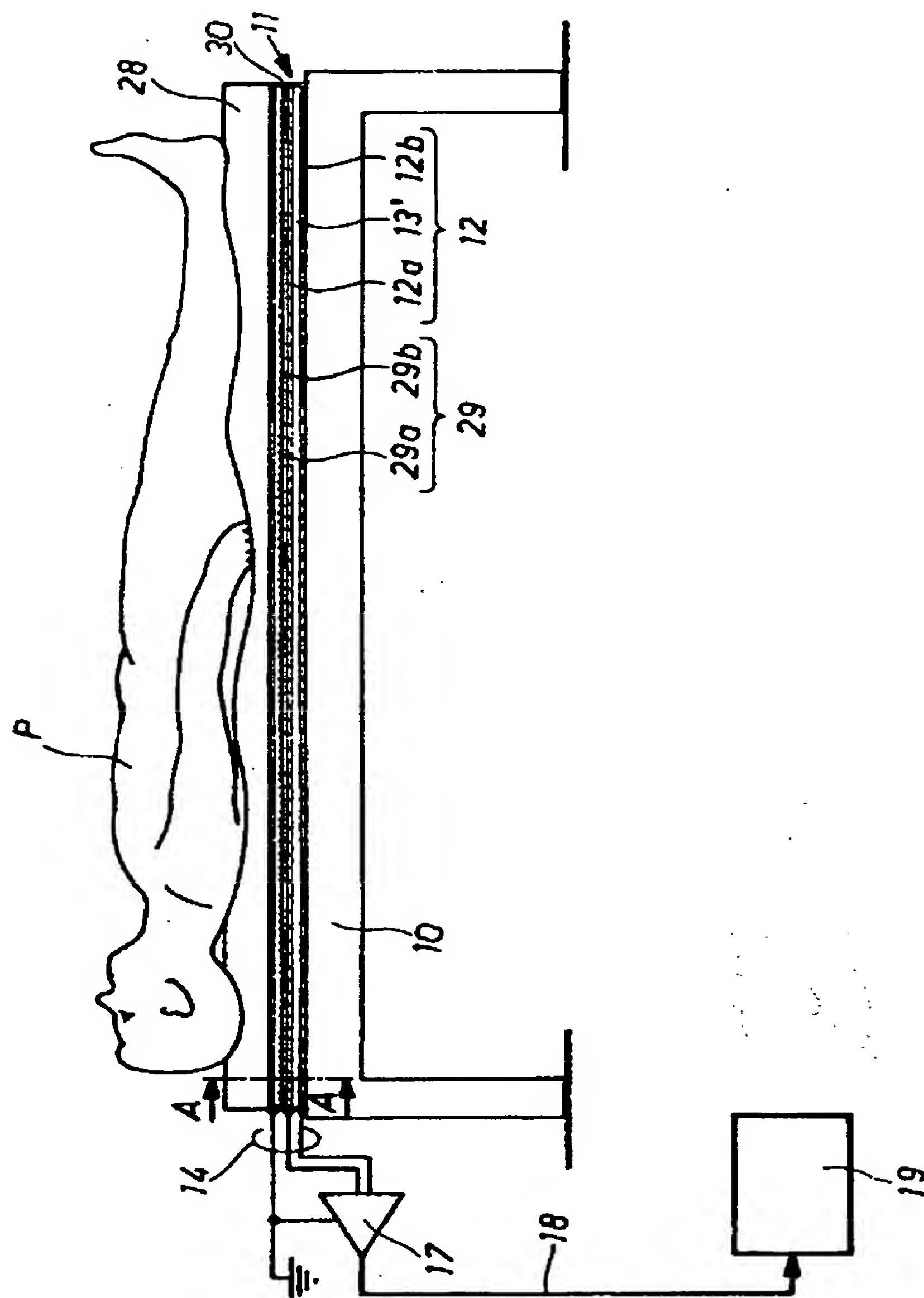


Fig. 2

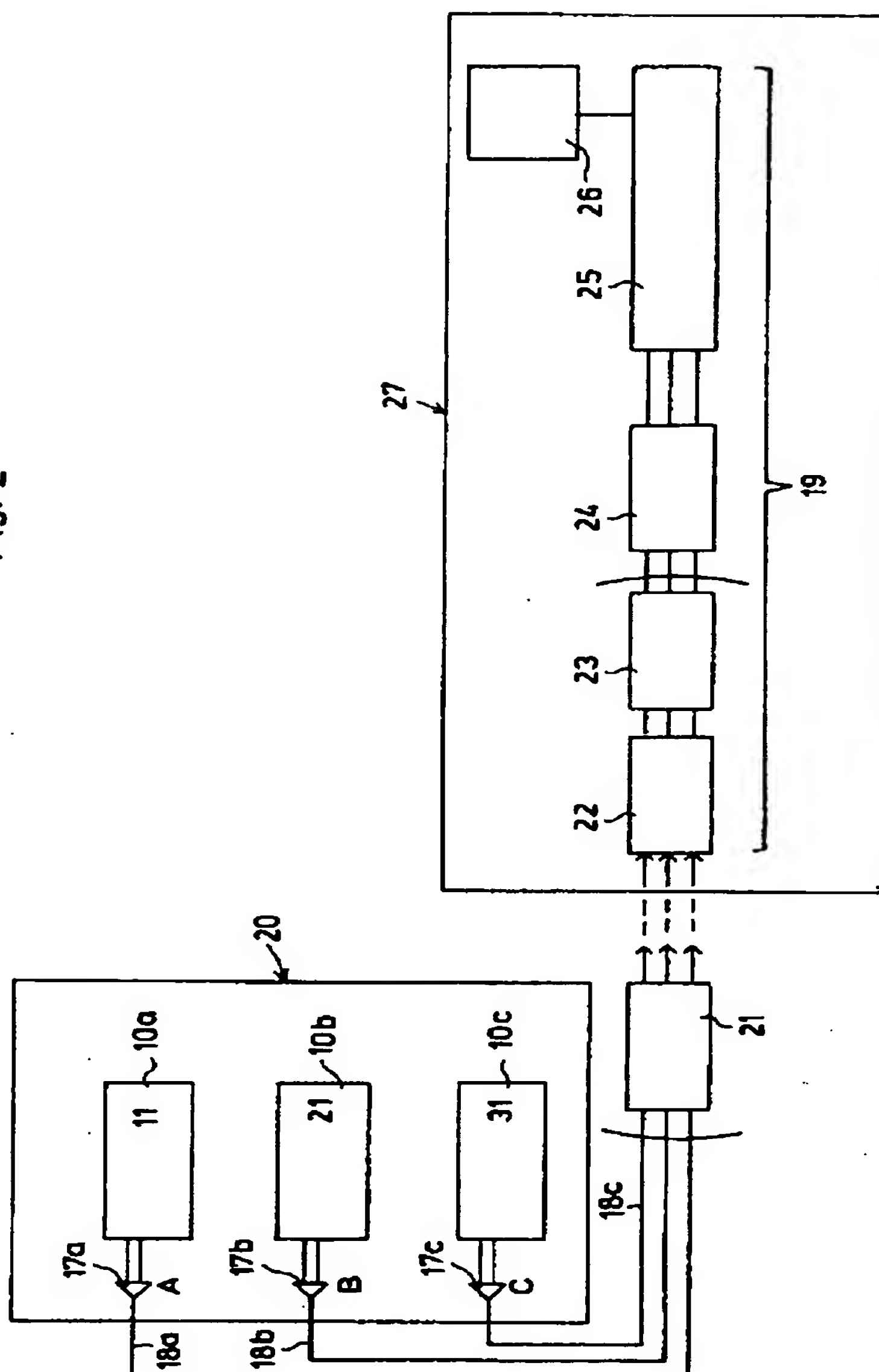


Fig. 3

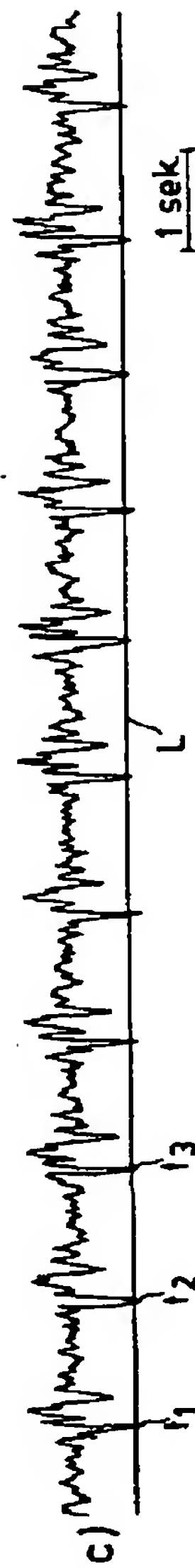
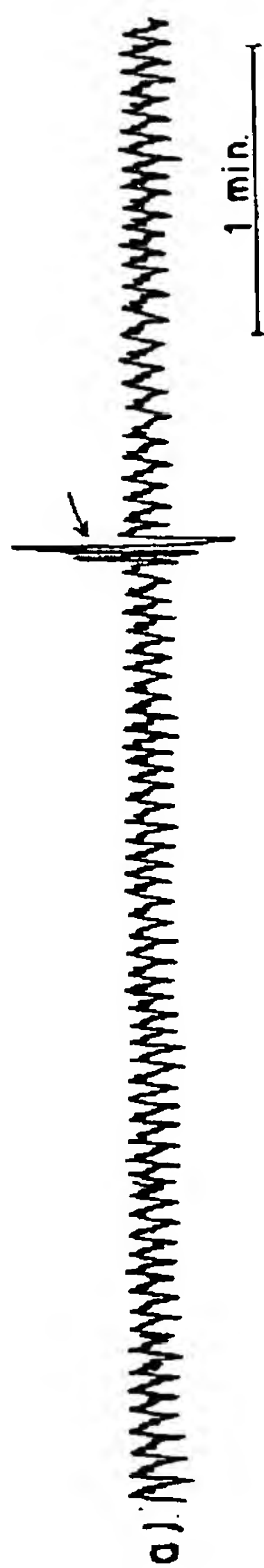


Fig. 5

